

RADIATION DETECTOR AND X-RAY CT DEVICE

Publication number: JP2001242253 (A)

Publication date: 2001-09-07

Inventor(s): SAITO YASUO; MIYAZAKI HIROAKI; ARADATE HIROSHI

Applicant(s): TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO

Classification:

- international: *G01T1/20; A61B6/03; G01T7/00; H01L27/14; H01L31/09; H04N5/32; G01T1/00; A61B6/03; G01T7/00; H01L27/14; H01L31/08; H04N5/32; (IPC1-7): G01T1/20; A61B6/03; G01T7/00; H01L27/14; H01L31/09; H04N5/32*

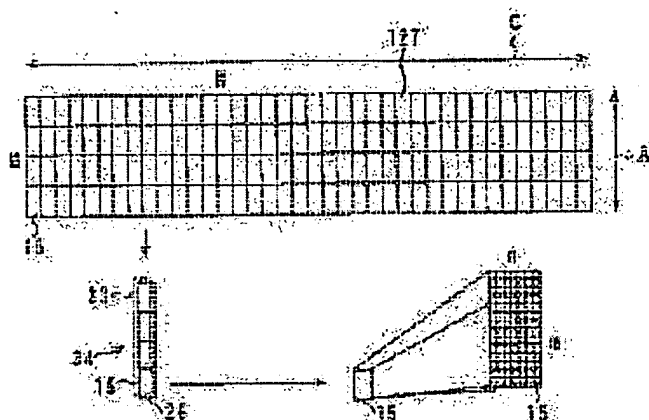
- European:

Application number: JP20000354643 20001121

Priority number(s): JP20000354643 20001121; JP19990366180 19991224; JP19990368273 19991224

Abstract of JP 2001242253 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a radiation detector realizing the matrix-like tiling of a large number of detecting elements. **SOLUTION:** This radiation detector has a plurality of arrayed element blocks 15, and each element block has a plurality of radiation detecting elements formed as a matrix of $m \times n$ on a single substrate.



7/7

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-242253
(P2001-242253A)

(43) 公開日 平成13年9月7日(2001.9.7)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	チーコード ⁷ (参考)
G 0 1 T 1/20		G 0 1 T 1/20	C B F
A 6 1 B 6/03	3 2 0 3 2 1	A 6 1 B 6/03	3 2 0 S 3 2 1 Q

審査請求 未請求 請求項の数27 O L (全 18 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2000-354643(P2000-354643)
(22) 出願日 平成12年11月21日(2000. 11. 21)
(31) 優先権主張番号 特願平11-366180
(32) 優先日 平成11年12月24日(1999. 12. 24)
(33) 優先権主張国 日本 (J P)
(31) 優先権主張番号 特願平11-368273
(32) 優先日 平成11年12月24日(1999. 12. 24)
(33) 優先権主張国 日本 (J P)

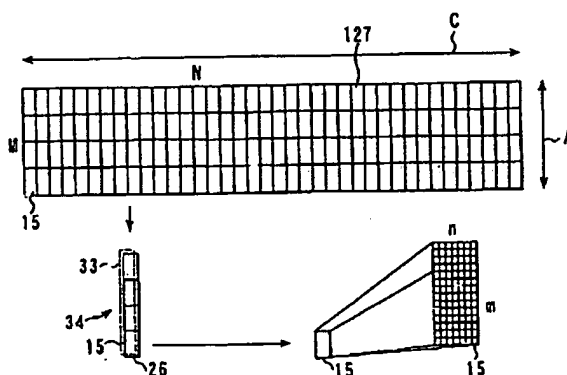
(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
(72) 発明者 斉藤 泰男
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1
株式会社東芝那須工場内
(72) 発明者 宮崎 博明
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1
株式会社東芝那須工場内
(72) 発明者 荒館 博
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1
株式会社東芝那須工場内
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

(54) 【発明の名称】 放射線検出器およびX線CT装置

(57) 【要約】

【課題】 本発明の目的は、非常に多くの検出素子のマトリクス状のタイリングを実現する放射線検出器を提供することにある。

【解決手段】 本発明の放射線検出器は、配列された複数の素子ブロック15を有し、素子ブロック15各々は単一基板上にm×nのマトリクスで形成された複数の放射線検出素子を有することを特徴とする。



FP03-0383
-00TW-HP
'08.12.26
ALLOWED

【特許請求の範囲】

【請求項1】 配列された複数の素子ブロックを有し、前記素子ブロック各々は単一基板上に $m \times n$ のマトリクスで形成された複数の放射線検出素子を有することを特徴とする放射線検出器。

【請求項2】 前記複数の素子ブロックは所定数ずつ複数のモジュールベースに固定的に搭載されることを特徴とする請求項1記載の放射線検出器。

【請求項3】 前記複数のモジュールベースは、検出器ベース上に着脱可能に搭載されることを特徴とする請求項2記載の放射線検出器。

【請求項4】 検出器ベース上に着脱可能に搭載された複数の検出器モジュールを有し、前記検出器モジュール各々はモジュールベースに固定的に搭載された複数の素子ブロックを有し、前記素子ブロック各々は単一基板上に $m \times n$ のマトリクスで形成された複数の放射線検出素子を有することを特徴とする放射線検出器。

【請求項5】 前記検出素子は、放射線を光に変換する蛍光素子と前記光を電気信号に変換する光電変換素子とからなり、前記素子ブロックの端に配置される蛍光素子は部分的に切り欠かれ、この切り欠きにより空いたスペースに前記光電変換素子から前記基板への配線が配置されることを特徴とする請求項4記載の放射線検出器。

【請求項6】 前記蛍光素子はシンチレータピースであり、前記光電変換素子はフォトダイオードであることを特徴とする請求項5記載の放射線検出器。

【請求項7】 前記検出器モジュールは、前記素子ブロックの上に取り付けられるコリメータモジュールを有することを特徴とする請求項4記載の放射線検出器。

【請求項8】 前記コリメータモジュールは前記素子ブロックに対して所定距離だけシフトされていることを特徴とする請求項7記載の放射線検出器。

【請求項9】 前記所定距離は隣り合う検出素子の中心点間距離の $1/2$ であることを特徴とする請求項8記載の放射線検出器。

【請求項10】 前記検出器モジュールには、前記素子ブロックより幅の広い第1のコリメータモジュールが前記素子ブロックの上に取り付けられている第1の検出器モジュールと、前記素子ブロックより幅の狭い第2のコリメータモジュールが前記素子ブロックの上に取り付けられている第2の検出器モジュールとの2種類があり、前記第1の検出器モジュールと前記第2の検出器モジュールとは前記検出器ベース上に交互に配列されることを特徴とする請求項4記載の放射線検出器。

【請求項11】 前記第1のコリメータモジュールは前記素子ブロックより、隣り合う検出素子の中心点間距離の $1/2$ ずつ両側に広く、前記第2のコリメータモジュールは前記素子ブロックより、前記中心点間距離の $1/2$ ずつ両側に狭いことを特徴とする請求項10記載の放射線検出器。

【請求項12】 前記基板上には前記検出素子とともに複数の信号線と複数の制御線とが縦横に形成され、前記信号線各々には所定数の検出素子が個々にスイッチング素子を介して接続され、前記制御線各々には所定数のスイッチング素子のゲートに接続され、前記複数の信号線は出力線に接続されていることを特徴とする請求項4記載の放射線検出器。

【請求項13】 前記信号線は、前記検出器モジュール内の前記素子ブロックの間で連結されていることを特徴とする請求項12記載の放射線検出器。

【請求項14】 前記スイッチング素子のオン/オフを制御して、前記検出素子から信号を読み出す読出制御回路が前記基板上に形成されていることを特徴とする請求項12記載の放射線検出器。

【請求項15】 前記読出制御回路は、前記検出器モジュール内の前記複数の素子ブロックにわたって、前記信号線に沿って前記スイッチング素子をシーケンシャリーにオンすることを特徴とする請求項14記載の放射線検出器。

【請求項16】 前記読出制御回路は、前記信号線に沿って前記スイッチング素子をシーケンシャリーにオンするとともに、このシーケンシャルオペレーションを、前記検出器モジュール内のある素子ブロックの信号読出しのインターバルに前記検出器モジュール内の他の素子ブロックの信号読出しを割り込ませるように、前記検出器モジュール内の前記複数の素子ブロック間で所定時間ずつずらして実行することを特徴とする請求項14記載の放射線検出器。

【請求項17】 前記読出制御回路は、前記信号線に沿って前記スイッチング素子をシーケンシャリーにオンするオペレーションを、前記検出器モジュール内の前記複数の素子ブロックに対してパラレルに実行することを特徴とする請求項14記載の放射線検出器。

【請求項18】 前記出力線には増幅器とアナログデジタル変換器とが接続されていることを特徴とする請求項12記載の放射線検出器。

【請求項19】 前記増幅器は前記検出器モジュール内の前記複数の素子ブロックに対して個々に設けられ、前記アナログデジタル変換器は前記検出器モジュール内の前記複数の素子ブロックで共用されることを特徴とする請求項18記載の放射線検出器。

【請求項20】 前記増幅器と前記アナログデジタル変換器とは、前記検出器モジュール内の前記複数の素子ブロックで共用されることを特徴とする請求項18記載の放射線検出器。

【請求項21】 前記各検出素子とそれに対応するスイッチング素子との間に積分器が挿入されていることを特徴とする請求項12記載の放射線検出器。

【請求項22】 前記放射線検出器を、前記放射線検出器に対向するX線管、前記放射線検出器の出力信号を収

集するデータ収集回路、収集されたデータを処理するデータ処理回路、および処理されたデータに基づいて断層画像を発生するコンピュータとともに有することを特徴とする請求項4記載のX線CT装置。

【請求項23】 前記データ処理回路は、前記放射線検出器の少なくとも一部の検出素子のデータを補正するデータ補正回路を有することを特徴とする請求項22記載のX線CT装置。

【請求項24】 検出器ベース上に着脱可能に搭載された複数の検出器モジュールを有し、前記検出器モジュール各々はモジュールベースに固定的に搭載された複数の素子ブロックと前記素子ブロックの上に取り付けられるコリメータモジュールとを有し、前記素子ブロック各々は単一基板上に $m \times n$ のマトリクスで形成された複数の放射線検出素子を有することを特徴とする放射線検出器。

【請求項25】 X線をコーンビーム状に発生するX線管と、被検体を透過したX線を検出するマトリクス状に配列された複数の検出素子を有する放射線検出器と、前記X線管と前記放射線検出器とを前記被検体の周波数を連続回転するための機構を有する架台と、前記放射線検出器の出力から導出される所定角度範囲分のデータに基づいて、3次元の画像データを再構成する再構成装置と、前記再構成された画像データを表示する表示装置とを具備し、前記再構成装置は、前記データの収集オペレーションと並行して、前記所定角度範囲分のデータを収集するのに要する時間より短時間で、前記画像データを再構成し、前記表示装置は、前記画像データを、次の画像データの再構成が完了する前に表示することを特徴とするX線CT装置。

【請求項26】 前記再構成装置は、前記画像データをファンビーム再構成することを特徴とする請求項25記載のX線CT装置。

【請求項27】 前記再構成装置は、等方位性のボクセルデータから成るボリュームデータを連続して再構成することを特徴とする請求項25記載のX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、X線等の放射線を電気信号として検出する複数の検出素子がマトリクス状に配列された2次元アレイ型の放射線検出器およびX線CT装置に関する。

【0002】

【従来の技術】医療用X線CT装置は、X線管と検出器とを有する。X線管で発生されたX線は、被検体を透過して、検出器に入射する。検出器は、X線等の放射線を電気信号として検出する複数の検出素子を備えている。

検出素子には、蛍光体（シンチレータ等）でX線を光に変換し更にその光を光電変換素子（フォトダイオード等）で電気信号に変換する間接変換形と、特定の半導体の特性、つまりX線により半導体内の電子正孔対の生成及びその電極への移動すなわち光導電現象を利用した直接変換形とがあり、今後は、小型、軽量、平板形を実現できる直接変換形が普及するものと考えられている。

【0003】X線CT用の検出器としては、シングルスライス型検出器が普及している。シングルスライス型検出器は、一列に配列された複数の検出素子を備えている。このシングルスライス型検出器を複数列並べたマルチスライス型検出器も知られている。

【0004】図1に、従来のマルチスライス型検出器の部分断面図を、図2にその平面略図、示す。なお、図2では、シンチレータが取り除かれている。複数のフォトダイオード92がシンチレータ97の背面に配置される。複数のフォトダイオード92は、複数のワイヤ91を介して、複数の積分器95にそれぞれ接続されている。選択スイッチ96は、各列に1つずつ設けられている。積分器95の出力は選択スイッチ96を介して順番に読み出される。選択スイッチ96の出力は、ボンディングワイヤ93を介して基板94に電気的に接続されている。

【0005】積分器95は、フォトダイオード92で検出した信号を蓄積する。また、積分信号は、選択スイッチ96により順番にボンディングワイヤ93を介して基板94に出力される。選択スイッチ96により積分信号を順番に読み出す理由は、基板14に形成できるボンディングワイヤの数が制限されているためである。

【0006】上記マルチスライス型検出器よりもチャンネル数が多く、さらに縦方向（スライス方向）の素子ピッチが横方向（チャンネル方向）のそれとほぼ同一の2次元アレイ型検出器が、次世代の検出器として注目されている。

【0007】しかし、この2次元アレイ型検出器の実用化には、様々な解決しなければならない問題点が複数立ちはだかっている。

【0008】その第1の問題は、2次元アレイ型検出器のように検出素子数が非常に多くなると、その多くの素子を特定の形状にタイルする工作の精度が低下してしまうことである。

【0009】第2の問題は、2次元アレイ型検出器のように検出素子数が非常に多くなると、正常に機能しない検出素子が発生する可能性が高くなり、従って歩留まりが低下する。

【0010】同様に、長く使用していると、そのうちに、多くの検出素子の中には正常に機能しない素子が発生することは避けられない。その場合、検出素子アレイ又は検出器全体を交換する必要があり、そのために必要な費用は安価ではない。これが第3の問題である。

【0011】また、CTでは1回転あたり数百又は数千回という膨大な回数の信号サンプリングが行われている。従って、1周期の信号読出しのために許されている時間は極短い。この短い読出し時間内に、非常に多くのチャンネルの信号の読出しを完了することは非常に難しい。これが第4の問題である。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、非常に多くの検出素子のマトリクス状のタイリングを実現する放射線検出器を提供することにある。

【0013】

【課題を解決するための手段】本発明の放射線検出器は、配列された複数の素子ブロックを有し、前記素子ブロック各々は単一基板上に $m \times n$ のマトリクスで形成された複数の放射線検出素子を有することを特徴とする。

【0014】

【発明の実施の形態】(第1実施形態)図3は、第1の実施形態におけるX線CT装置のシステム図である。

【0015】X線管131は、放射線検出器127と共に被検体132の周囲を回転可能に支持されている。X線管131は、チャンネル方向Cとスライス方向A(回転軸に平行な方向(紙面に垂直な方向))との2方向に広がるいわゆるコーンビームX線を発生する。被検体132を透過したX線は、放射線検出器127で検出される。この放射線検出器127により検出された信号は、データ収集回路134を介して補正処理などを行うデータ処理装置135に送られ、所定の信号処理を受け、そして記憶装置136に一時的に記憶される。ホストコントローラ138には、X線管131へ電力を供給する高電圧発生装置139、X線管131等を回転させる回転架台の架台駆動部140、データを再構成する再構成装置137、再構成装置137により再構成された画像を表示する表示装置141、表示装置141を操作する操作部142、操作部142からホストコントローラ138に制御信号を送る入力装置143などが接続されている。

【0016】図4には、放射線検出器127の構造を概略的に示している。放射線検出器127は、チャンネル方向Cに沿って配列された複数、例えば38個の検出器モジュール34から構成される。X線CTの場合には、38個の検出器モジュール34は、平面的ではなく、X線管131の焦点を中心とした円弧上に配列される。1つの検出器モジュール34は、1つの素子モジュール26と、1つのコリメータモジュール33とから構成される。さらに素子モジュール26は、スライス方向Aに沿って配列された複数、例えば4個の素子ブロック15から構成されている。1つの素子ブロック15は、単一の基板上に周辺回路とともにマトリクス状に形成された $m \times n$ 個の検出素子を備えている。なお、ここでは1つの検出素子を1つのチャンネルとして扱うが、もちろん、

近隣の所定数の検出素子を1つのチャンネルとして扱うものであってもよい。1つのブロックあたりのチャンネル数は、半導体デバイス製造上、比較的歩留まりの良い例えば 24×64 のマトリクスサイズで製造される。

【0017】ブロック製造段階において、素子ブロック15は個々に検品され不良品は排除される。そして、複数、例えば4つの素子ブロック15がスライス方向Aに沿って配列され、モジュールベース(図10(a)の元素18)の上に固定される。なお、連結された4つの素子ブロック15を素子モジュール26と称する。この素子モジュール26の上にコリメータモジュール33が取り付けられる。これにより検出器モジュール34が完成する。素子ブロック15は、基本的に分解不能に組み立てられるが、検出器の組み立て、試験、修理及び交換は、素子ブロック15ではなく、検出器モジュール34の単位で行われることが好ましい。

【0018】38個の検出器モジュール34が、湾曲した検出器ベース28(図10(a))上に配列される。これにより放射線検出器127が完成する。これら38個の検出器モジュール34は、検出器ベース28に対して個々に着脱自在である。これは、ある1つの検出器モジュール34が動作不良を起こしたとき、その検出器モジュール34だけを正常な検出器モジュール34に交換することにより、安価且つ迅速に放射線検出器127を故障から回復させることを実現する。

【0019】なお、素子モジュール26を用いることなく、素子ブロック15を方向Aと方向Cとの互いに直交する2つの方向に配列することにより、放射線検出器127を構成しても良いが、モジュール34単位で扱う方が、作業効率及び歩留まり等の面から好ましい。

【0020】図5は、素子ブロック15の分解斜視図、図6は断面図である。基板14の表面に $m \times n$ マトリクス状に形成されたフォトダイオード17がマウントされている。フォトダイオード17上に、シンチレータブロック16が取り付けられる。シンチレータブロック16は、フォトダイオード17のマトリクスと同じ $m \times n$ 個のシンチレータピース11から構成される。

【0021】シンチレータピース11の側面とX線入射面には光反射材がコートされている。光反射材は、外乱光の入射を防止するとともに、各シンチレータピース11で発生した光のリークを防止する。光反射材のコートは、白色のプラスチック板をシンチレータピース11の側面とX線入射面に貼り付けることで代用され得る。

【0022】大部分のシンチレータピース11は、直方体、典型的には立方体であるが、スライス方向Aの両端に位置する n 個のシンチレータピース11は、図6に示すように、その端面が略中央付近から底面にかけて内側に斜めに切り欠かれており、略五角形の断面形状を有している。この切り欠き部分30のスペースに、フォトダイオード17を基板14に接続するためのボンディング

ワイヤ13が収められる。この構造により、図9

(a)、図9(b)に示すように、素子モジュール28を構成するために4つの素子ブロック15をスライス方向Aに沿ってジョイントする際、素子ブロック15の間でシンチレータピース11どうしを密着させて、ブロック間のギャップを解消することができる。また、ボンディングワイヤ13をスライス方向の端部から引き出したので、図9(c)に示すように、検出器モジュール34をチャンネル方向Cに配列する際、モジュール間のギャップを解消することができる。

【0023】なお、切り欠き部分30の形状には特に制限は無い。例えば、図7に示すように、シンチレータピース11の端面を、表面から底面にかけて斜めに切り欠いてもよい。この場合、当該端のシンチレータピース11は台形の断面形状を有する。また、シンチレータピース11の端面を、直線的ではなくて、図8に示すように、適度な湾曲をつけて切り欠くようにしてもよい。

【0024】素子ブロック15(基板14)の表面積は、シンチレータブロック16のX線入射面と概ね等しく設計されている。また、シンチレータブロック16の大きさは概ね等しく設計されている。なお、スライス方向Aの両端に位置するフォトダイオード17の大きさは、ジョイントマージンのために、両端以外のフォトダイオード17の大きさより若干小さく設計されているかもしれない。この場合、検出器モジュール34のスライス方向Aの端のチャンネルは端以外のものと比べて、X線変換率が大きく異なる傾向があるが、この問題は、端のチャンネルで検出したデータを、データ処理装置35で重み付け補間などのデータ補正を行うことで解決可能である。重みについては、検査の目的、例えば端の素子のデータの精度や期待する解像度などを考慮して設定する。

【0025】フォトダイオード17で検出された信号は、電気信号として、ボンディングワイヤ13を介して基板14に送られる。ボンディング加工技術上の問題で、ボンディングワイヤ13は、フォトダイオード12の表面からある程度、突出する。突出したボンディングワイヤ13は、スライス方向Aに隣接する2つの素子ブロック15の切り込み部分30の合計スペースに収められる。

【0026】図10(a)には、1つの検出器モジュール34をスライス方向から見た側面図を示している。上述したように、1つの検出器モジュール34は、スライス方向に連結される4つの素子ブロック15からなる1つの素子モジュール26と、素子モジュール26の上に取り付けられた1つのコリメータモジュール33とから構成される。素子モジュール26は、板状のモジュールベース18の上に固定用スタンド31を介して固定される。素子モジュール26の背面には、フォトダイオード17から信号を讀出し、収集するデータ収集回路基板2

5が配置されている。フォトダイオード17からボンディングワイヤ13を介して基板14へ送られた信号は、図11に示すように、基板内部配線を通り、基板背面に配置されたデータ収集装置143の回路基板25へ送られる。なお、この回路25は、フォトダイオード17の基板14上にフォトダイオードアレイ及びその周辺回路とともに形成するようにしてもよい。

【0027】コリメータモジュール33は、タングステン、モリブデン等の重くて剛性の高い複数のコリメータ板20を有する。複数のコリメータ板20は、チャンネルのピッチに等しい間隔で平行に配列されるように、2枚のコリメータサポート21の間にサポートされている。コリメータモジュール33は、複数のコリメータ板20が複数のチャンネルの境界の上にそれぞれ位置するように、素子モジュール26に対して位置整合されている。

【0028】コリメータモジュール33のチャンネル方向Cの幅は、素子モジュール26の幅に等しく設計されている。しかし、コリメータモジュール33は、素子モジュール26の真上に配置されるのではなく、素子モジュール26に対して、隣り合う検出素子(チャンネル)の中心点間距離(ピッチ) Δd の $1/2$ の距離($\Delta d/2$)だけ、チャンネル方向Cにずらされている。このコリメータモジュール33を素子モジュール26に対して距離($\Delta d/2$)だけずらしたことにより、図10

(b)に示すように、隣り合う素子モジュール26のチャンネルの境界の真上にコリメータ板20を位置させることができる。これにより、38個の検出器モジュール34を検出器ベース28の上に一列に配列したとき、あるモジュール34Aの右端のチャンネルCAと、その右隣のモジュール34Bの左端のチャンネルCBとの間にも、当該右隣のモジュール34Bの突出している左端のコリメータ板20Bが配置され、端以外と同様な散乱線除去効果が得られる。

【0029】このように同一構造のモジュール34をチャンネル方向Cに順番に配置していくことで、モジュール34間のギャップを解消することができる。

【0030】上述したように、38個の検出器モジュール34は、例えば数本のネジを外す等の比較的簡単な作業で検出器ベース28から個々に取り外すことができる。これにより、ある1つの検出器モジュール34が動作不良を起こしたとき、そのモジュール34を検出器ベース28から取り外し、空いたスペースに新しい正常なモジュール34を装着する。これにより検出器127は正常な機能を取り戻すことができる。

【0031】ただし、モジュール34を交換するとき、モジュール34間でコリメータモジュール33が部分的に重なっているため、その不良モジュール34だけを単独で取り外すことはできず、当該不良モジュール34とともに、それより右側の複数の正常モジュール34も取

り外すことが必要とされる。

【0032】不良モジュール34を正常モジュール34に交換するとき、取り外す検出器モジュール34の数を減らして、その交換作業を効率化するための変形例を図12(a)、図12(b)、図12(c)に示す。このために、2種類の検出器モジュール34-1、34-2が用意される。2種類の検出器モジュール34-1、34-2は、コリメータモジュール33-1、33-2の幅及びコリメータ板20の数が相違するだけで、他の構造は同一である。一方のコリメータモジュール33-1は、図12(a)に示すように、コリメータ板20の数がチャンネル数(n)より1つ多く、他方のコリメータモジュール33-2は、図12(b)に示すように、コリメータ板20の数がチャンネル数(n)より1つ少ない。このコリメータ板20の数の違い(2枚)の分だけ、一方のコリメータモジュール33-1の幅が他方のコリメータモジュール33-2の幅よりも長い。

【0033】このようにコリメータモジュール33-1、33-2が相違する2種類の検出器モジュール34-1、34-2を、図12(c)に示すように、検出器ベース28の上に、チャンネル方向Cに沿って、交互に隙間無く配列する。

【0034】このような構造は検出器モジュール34が2種類になるが、不良モジュール34を正常モジュール34に交換する場合、取り外す必要のある検出器モジュール34の数は、1又は3個に減らすことができる。図12(a)の不良モジュール34を交換する場合、その不良モジュール34だけを取り外し、正常なモジュール34を装着する。図12(b)の不良モジュール34を交換する場合、その不良モジュール34とともに、その両隣の2つのモジュール34を取り外し、正常なモジュール34を装着し、両隣の2つのモジュール34を戻す。

【0035】なお、コリメータの代わりにグリッドを用いてもよい。グリッドを用いたものを図13に示す。なお、図13はグリッドとシンチレータピース付近の拡大図である。グリッド24は、鉛などの重い金属箔22を、アルミニウムなどの軽い物質で作られた中間材23と交互に挟むように接着して構成されている。金属箔22は中間材23で支持されるので、コリメータサポート21のようなサポートは不要である。

【0036】なお、コリメータは、上述したように、コリメータモジュール33を装着した検出器モジュール34を配列することで完成するようにしてもよいし、図14に示すように、コリメータモジュール33を装着していない検出器モジュール34を配列し、その後、コリメータモジュール33を検出器モジュール34に装着するようにしてもよい。また、コリメータモジュール33を連結して完成したコリメータを、配列された検出器モジュール34に取り付けるようにしてもよい。

【0037】前述のように、端のシンチレータピース11の一部に切り込みを加え、前記切り込みボンディングワイヤ13などの取り出し手段を配置することにより、時間的に連続したボクセルデータの取得などに必要な隙間のない大型の放射線検出器を作成することができる。

【0038】例えば、従来例では、スライス方向Aに4チャンネルしか配列できなかったが、図15に示すように、本発明では、スライス方向Aにm(例えば64個)のフォトダイオードを持つ素子ブロック15を4個並べることで、スライス方向のチャンネル数256を達成できる。素子ブロック15の配列数を増やし、又は複数個の素子モジュール26をスライス方向Aに沿って配列することでさらに多くのチャンネル数を実現することができる。

【0039】検出器全体では、 $m \times n$ (64×24) 個のフォトダイオードを備える素子ブロック15をスライス方向Aに4個、チャンネル方向Cに38個配列することで、 $M \times N$ (256×912) のチャンネルマトリクスを実現できる。mは偶数個、例えば、 $m=64$ であっても良いし、奇数個 $m=65$ であっても良い。なお、mの数は限定されない。またさらに、チャンネル方向も偶数個、例えば、 $n=24$ であっても良いし、奇数個 $n=25$ であっても良い。なお、mと同様、nの数は限定されない。また同様に、検出器モジュールの個数も、偶数、奇数などに限定されない。

【0040】また、素子ブロック15のスライス方向Aの個数が偶数の場合、例えば図9(b)に示すように4個の場合、X線管131から発生したX線のスライス方向の中心線は素子ブロック15と他の素子ブロックの接合部分を通り、素子ブロック15のスライス方向Aの個数が奇数の場合、例えば図9(c)に示すように3個の場合、X線管131から発生したX線のスライス方向の中心線は素子ブロック15の中心を通ることになる。

【0041】なお、上述では、シンチレータピースは直方体としたが、図16に示すように、X線入射面側である上辺が、光出力面側である下辺よりわずかに長い断面略平行四辺形のシンチレータピース51を採用してもよいし、X線入射面よりも光出力面の方が狭くなる断面台形のシンチレータピースを採用してもよい。また、フォトダイオード52は、シンチレータピース51の光出力面と対向するような位置、および形状にする。その他の構成は、第1の実施形態と同様であるため、省略する。

【0042】この場合、両端以外のシンチレータも直方体でなくなるため、シンチレータブロックの製造方法は複雑になるが、シンチレータブロック両端のシンチレータピースに接合しているフォトダイオードの光入射面を、両端以外のシンチレータピースに接合しているフォトダイオードの光入射面と略同じ大きさとすることができ、両端で検出されるデータ精度を向上すること

ができる。また、端から複数個シンチレータピースを選択し、選択したシンチレータピースのX線入射面よりも光出力面の方が狭い形状としても良い。

【0043】この場合、素子ブロックの両端以外のシンチレータ及びフォトダイオードの形状が変わるため、X線変換率が大きく異なる場合があるので、前記データ処理装置35で、全体のシンチレータフォトダイオードで検出したデータにも重み付け補間などのデータ補正を行うと、よりデータ精度を向上することができる。重みについては、検査の目的、例えば端の素子のデータの精度や期待する解像度などを考慮して設定する。

【0044】また、図17に示すように、端のシンチレータピース61は、上述と同じように、X線入射面と光出力面が略同じ大きさの略直方体の形状であるが、他より薄いダミーシンチレータ62が設けられている。ダミーシンチレータ62のX線入射面の大きさはシンチレータピース61のX線入射面と略同じ大きさであり、側面の長さは、シンチレータピース61の長さより短く構成されている。ダミーシンチレータ62は、ボンディングワイヤ13にX線が照射され誤作動を起こさないように、X線の遮蔽などを目的としたもので、通常のシンチレータを遮光したものや、ほぼ同じ構成ながら発光しないように構成を変えたもの、あるいは、重い金属などを用いる。なお、ダミーシンチレータ62の取り付け位置は、前記シンチレータピース61とダミーシンチレータ62のX線入射面が略平坦となるように行う。

【0045】また、ダミーシンチレータ62のチャンネル方向に関しては、シンチレータブロック16の長さとも一致させるようにしても良い。この場合には、側面の長さは前述のものと変わらないが、ダミーシンチレータ62のX線入射面の大きさは、スライス方向には前記シンチレータピース61のスライス方向の長さと同じく、チャンネル方向には前記シンチレータブロック16の長さとなる。

【0046】この場合、各シンチレータ及びフォトダイオードの形状は略同じ大きさとなるため、各シンチレータ及びフォトダイオードのX線変換率は略同じの場合が多いが、ダミーシンチレータ62には、フォトダイオードが用いられていないため、ダミーシンチレータ62はデータを取得することができない。従って、素子ブロック15をスライス方向Aに複数配列する際、素子ブロック間にはデータの欠落部分が存在することになる。そこで欠落したデータに対しては、欠落部分のスライス方向Aに隣接するフォトダイオード、あるいはさらに隣接するフォトダイオードにチャンネル方向Cに隣接するフォトダイオードで取得したデータから、重み付け平均値を求めたりする方法で、欠落部分のデータとする、補正を行うことにより、よりデータ精度を向上することができる。補間に用いるデータの範囲、重みについては、検査の目的、例えば端の素子のデータの精度や期待する解像

度などを考慮して設定する。

【0047】このように、ダミーシンチレータを用いる方法は、従来のシンチレーションブロックに遮蔽手段を加えるだけで実施することができ、応用性が極めて高い。

【0048】図18は、素子ブロック15の一部分の回路図を示している。素子ブロック15は、 $m \times n$ のマトリクスに配列された複数個のフォトダイオード17を備えている。複数個のフォトダイオード17の出力には、複数のトランジスタスイッチ72をそれぞれ介して信号線74が接続されている。スライス方向Aに一行に配列された m 個のフォトダイオード17の出力は同じ信号線74に共通接続されている。また、チャンネル方向Cに配列された n 個のスイッチ72のゲートは、同じ制御線75に共通接続されている。

【0049】あるシンチレータピース11にX線が入射すると、そのシンチレータピース11でX線が光に変換される。その光は、対応するフォトダイオード17で電気信号に変換される。フォトダイオード17ではスイッチ72がオフの期間、電荷が蓄積される。複数の制御線75は、順番にアクティブにされる。これに同期して複数のスイッチ72が順番にオンされる。つまり、複数の制御線75によってスイッチ74がスライス方向に順番に且つチャンネル方向にはパラレルにオンされる。これにより複数スライスの電荷情報が、シリアルに読み出される。従来では、フォトダイオード各々に信号線を1本ずつ配線していたが、各チャンネルごとにスライス方向に並んだ複数のフォトダイオードで信号線を共通化することで、信号線本数を大幅に減少させることができる。

【0050】なお、1スライスを近隣の所定数のフォトダイオードで構成する場合、近隣の制御線75のスイッチ72を一斉にオンすることで、アナログ的に信号加算を実現することができる。これによりスライス方向に束ねられたデータを出力することができる。

【0051】図19には、素子ブロック15の一部分の他の構成を示している。フォトダイオード17と、スイッチ72との間に、積分器76が介在される。積分器76は、増幅器とコンデンサを並列に接続したタイプ又は他のタイプが採用される。

【0052】フォトダイオードの出力は、アナログの電流信号であるため、通常コンピュータでの信号処理を行うため、まず、この電流信号を電圧信号に変換し、そして電圧信号をデジタル信号に変換する。図19の例では、フォトダイオード17とスイッチ72の間に設けた積分器76で、電流/電圧変換が行われる。これにより、データ収集回路基板25に電流/電圧変換回路を設ける必要がない。また、応答速度が向上する。また、さらに積分器76の増幅器の後段の出力の経路が相対的に長くなり、ノイズ等の外乱の影響を受けやすい増幅器前段の経路が短くなるので、ノイズ等の外乱の影響を受け

にくくなる。

【0053】また、図20に示すように、素子ブロック15の隅に、制御信号発生回路77が設けられている。図20では、紙面方向にあるシンチレータを省略しているが、シンチレータとその他の素子の位置関係を説明するため、1部分のみ斜線で記入している。また、スイッチ72と制御信号発生回路77は、X線管131から見てシンチレータの影になるように配置し、X線の照射による誤動作やダメージを受けないようにする。このように制御信号発生回路77を素子ブロック15の隅に設けたことにより、素子ブロックの外部から複数の制御線75に制御信号を供給する複数の配線を形成する必要が無く、素子ブロックの外部からは制御信号発生回路77に数本の制御信号を供給するだけでよいので、配線を簡素に構成することができる。

【0054】次に、本発明の一実施形態による信号読出しオペレーションについて説明する。図21には、検出器127の1つの検出器モジュール及び1モジュールに対応する部分のデータ収集回路134の概略的回路図を示している。上述したように1つの検出器モジュール34は、スライス方向に配列された4つの素子ブロック15-1、15-2、15-3、15-4を有する。なお、ここでは、素子ブロック15-1、15-2、15-3、15-4各々は、シンチレータピース11とフォトダイオード17とからなる複数の検出素子42が、 24×64 のマトリクスサイズで配列されているもの仮定として説明する。

【0055】素子ブロック15-1、15-2、15-3、15-4各々では、24本の信号線74と64本の制御線75とが縦横に配線され、その各交点に検出素子42がそれぞれ配置される。同じチャンネルのスライス方向Aに配列された64個の検出素子42のフォトダイオード17の出力は、64個の素子トランジスタスイッチ（図示しない）をそれぞれ介して共通の信号線74に接続される。この信号線74は、素子ブロック間で互いに接続されている。24本の信号線74はそれぞれ増幅器44に接続される。一方、64本の制御線75各々には、同じスライスのチャンネル方向Cに配列された24個の素子トランジスタスイッチのゲートが共通接続されている。

【0056】各ブロックの垂直シフトレジスタ40-1、40-2、40-3、40-4から、4つの素子ブロック15-1、15-2、15-3、15-4にわたる 64×4 本の制御線75に順番にパルスがオンされる。これにより図22に示すように、同じスライスのチャンネル方向に配置されている 64×4 個の検出素子42の信号が、順番に増幅器44に読み出され、電圧信号に変換され、さらにアナログデジタル変換機（ADC）46でデジタル信号に変換される。このような動作が第1番目の信号線74から第24番目の信号線74

までパラレルで同時に実行される。さらにこのような検出器モジュール34内の信号読出しオペレーションが、38個の検出器モジュール34に対してパラレルで同時に実行される。

【0057】図23には検出器モジュール34の他の構成を示す。この例では、信号線74は、素子ブロック間で接続されず、素子ブロック15-1、15-2、15-3、15-4に対して個々に出力線47-1、47-2、47-3、47-4、増幅器44-1、44-2、44-3、44-4が設けられる。増幅器44-1、44-2、44-3、44-4の出力は、共通のアナログデジタル変換器46を介して出力される。

【0058】これら4つの増幅器44-1、44-2、44-3、44-4の開閉器41-1、41-2、41-3、41-4は、データ収集周期（ $1/f_c$ ）の $1/4$ の時間ずつシフトされて順番に開閉される。これにより図24に示すように、インタリーブ方式に従って信号読出しが行われる。つまり、素子ブロック15-1のあるフォトダイオード17の信号読出と、次にスライス方向Aの隣のフォトダイオード17の信号読出との間に、他の3つの素子ブロック15-2、15-3、15-4のフォトダイオード17の信号読出を割り込ませる。この方式によると、高速読出しが実現される。

【0059】更に、図25に示すように、素子ブロック15-1、15-2、15-3、15-4に対して個々にアナログデジタル変換器46-1、46-2、46-3、46-4を設けて、1モジュール34内の4つの素子ブロック15-1、15-2、15-3、15-4からの信号読出しをパラレルに行うようにしてもよい。

【0060】（第2実施形態）本実施形態は、第1実施形態の大視野の2次元アレイ型の放射線検出器を装備したX線CT装置（X線コンピュータトモグラフィ装置；CTスキャナ）に関する。なお、X線CT装置には、X線管と放射線検出器とが1体として被検体の周囲を回転する回転／回転（ROTATE/ROTATE）タイプと、リング状に多数の検出素子がアレイされ、X線管のみが被検体の周囲を回転する固定／回転（STATIONARY/ROTATE）タイプ等様々なタイプがあり、いずれのタイプでも本発明を適用可能である。ここでは、現在、主流を占めている回転／回転タイプとして説明する。また、1ボリュームのボクセルデータ（又は1枚の断層像）を再構成するには、被検体の周囲1周、約 360° 分の投影データが、またハーフスキャン法でも $210^\circ \sim 240^\circ$ 程度分の投影データが必要とされる。いずれの方式にも本発明を適用可能である。ここでは、一般的な前者の約 360° 分の投影データから1ボリュームのボクセルデータ（又は1枚の断層像）を再構成するものとして説明する。

【0061】図26に本実施形態に係るX線CT装置の構成を示している。図27に図26の放射線検出器の斜

視図を示している。回転リング102は、架台駆動部107により1回転あたり1秒以下という高速回転で駆動される。この回転リング102には、有効視野領域FOV内に載置された被検体Pに対してコーンビーム（四角錐）状のX線を発生するためのX線管101が取り付けられている。X線管101には、X線の曝射に必要な電力が高電圧発生装置109からスリップリング108を介して供給される。

【0062】回転リング102には、被検体Pを透過したX線を検出するための放射線検出器103がX線管101に対向する向きで取り付けられている。放射線検出器103には、第1実施形態で説明した通りシンチレータピースとフォトダイオードとの組み合わせで構成される複数の検出素子が、被検体のスライス方向とそれに直交するチャンネル方向とに関してマトリクス状に配列されている。例えばチャンネル方向に関しては数千個の検出素子が配列され、一方、スライス方向に関しては、数百個の検出素子が高密度に配列されている。

【0063】放射線検出器103で検出されたM×Nの全チャンネルに関する膨大なデータ（1ビューあたりのM×Nチャンネル分のデータを以下“2次元投影データ”という）は、データ収集回路（DAS）104に一旦集められ、そして、一括して光通信を応用した非接触データ伝送装置105を介して固定側のデータ処理ユニットに伝送される。放射線検出器103による検出動作は、1回転（約1秒）の間に、例えば1,000回程度繰り返され、それによりM×Nチャンネル分の膨大な2次元投影データが1秒（1回転）あたり1,000回発生し、このような膨大でしかも高速に発生する2次元投影データを時間遅れなく伝送するために、データ収集回路104及び非接触データ伝送装置105は超高速処理化が図られている。

【0064】データ処理ユニットは、ホストコントローラ110を中心として、データ補正等の前処理を行う前処理装置106、記憶装置111、補助記憶装置112、データ処理装置113、再構成装置114、入力装置115及び表示装置116がデータ／制御バス300を介して相互接続されている。さらに、このバス300を介して、補助記憶装置201、データ処理装置202、再構成装置203、入力装置204及び表示装置205からなる外部の画像処理装置200が接続されている。

【0065】図28にデータの処理及びその流れを示している。被検体を透過したX線は、放射線検出器103においてアナログ電気信号の2次元投影データに変換され、さらにデータ収集回路104でデジタル電気信号の2次元投影データに変換された後、非接触データ伝送装置105を介して、各種補正を行う前処理装置106に送られる。前処理装置106で感度補正やX線強度補正等を受けた360°分、つまり1,000セットの2

次元投影データは、直接あるいは記憶装置111に一旦記憶された後、再構成装置114に送られて、例えばFieldkamp法と呼ばれる方法に代表される3次元画像再構成アルゴリズムによる再構成を行い、スライス方向に広い対象領域（ボリューム）内におけるX線吸収係数の3次元的分布データ（以下“ボリュームデータ（ボクセルデータの集まり）”という）に再構成される。この3次元的分布データは、典型的には、マルチスライスの断層画像データの集まりとして再構成される。

【0066】再構成されたボリュームデータは、直接あるいは記憶装置111に一旦記憶された後、データ処理装置113に送られて、オペレータの指示に基づき、任意断面の断層像、任意方向からの投影像、レンダリング処理による特定臓器の3次元表面画像等のいわゆる疑似3次元画像データに変換され、そして表示装置116に表示される。

【0067】再構成、断面変換などのデータ処理及び表示オペレーションは、X線CT装置100ないで行われるのが一般的であるが、外部の画像処理装置200において実行するようにしてもよい。外部の画像処理装置200を使用する場合、X線CT装置100から、画像処理装置200に送られるデータは、再構成前でも、再構成後でも、データ処理後の表示直前でも、いずれの状態でも本実施形態の効果を妨げるものではない。

【0068】上記ボリュームデータのボクセルサイズは、放射線検出器103の一つの検出素子サイズ、システムのジオメトリ、及びデータ収集速度などによって変化するものの、例えば、最小で、0.5mm×0.5mm×0.5mm程度を達成している。そして第1実施形態の放射線検出器を採用することにより、1回転で大きなボリュームデータを得ることができるので、広範囲の等方位性(isotropic)のボクセルデータを連続的に収集することができる。従って、任意断面の断層像の分解能を略等しくすることができるので、臨床上役立つことができる。

【0069】システムのオペレータは、検査、診断の目的に応じて、上記のように、既に広く用いられている、任意断面の断層像、任意方向からの投影像、3次元表面表示などのなかから表示形態を選択し、設定する。一つのボリュームデータから、異なる形態での画像を生成し、表示する。表示の際には、1種類の画像だけでなく、複数種類の画像を同時に表示するモードも備え、目的に応じて一つの画像を表示するモードとの切り替えが可能であるようになっている。

【0070】任意断面の断層像は、図29に示すように、従来のX線CT装置で得られる体軸に直交した断面（アキシャル断面）だけではなく、サジタル面、コロナル面といった、アキシャル面に直交する断面、さらには、これらの断面に対して傾いたオブリーク断面についての断層像である。上記ボリュームデータから、指定さ

れた断面について、やはり指定された厚さのボクセルデータを抽出し、束ねて表示する。任意方向からの投影像は、ボリュームデータに対して、設定された方向に並んだボクセルデータについて、例えば、最大値や、積算値などを、2次元画像として表示するものである。3次元表面表示は、例えば、設定されたしきい値による表面を抽出し、設定された光源による陰影により、表面を3次元的に表示する方法で、しきい値を変化させながら観察することで、内部の構造も把握できる。

【0071】1回転のスキャンにおいて、上記データ処理を行うことにより、1回転だけで得られた多方向からの2次元投影データから、スライス方向に例えば30cmという広い対象領域について、スライス方向に時間差のない、一つのボリュームデータを求められることになる。アキシャル断面以外でも、ある時刻における断層像を観察することが可能となる。

【0072】連続回転スキャンにおいて、複数回転で得られた多方向からの2次元投影データに対して、1回転の場合と同様の処理を繰り返して行う場合には、得られるボリュームデータが一つではなく複数となる。1回転毎に再構成する場合でも回転数と同じ数のセットが得られるし、再構成に使用するデータの範囲（システムの回転角度の範囲）を少しずつズラしていくことにより、時間的に少しずつ異なる、より多くのボリュームデータが得られる。

【0073】表示画像の形態については、1回転の場合と同様であり、システムのエベレータの設定に応じて、任意断面の断層像、任意方向からの投影像、3次元表面表示などのなかから選択可能である。

【0074】上記時間的に少しずつ異なるボリュームデータから、設定された形態での時間的に少しずつ異なる画像を生成し、図30に示すように、順番に表示する。これにより、オペレータは、設定した形態での画像を、動画としてリアルタイムに観察することが可能となる。この連続スキャンと並行して画像を動画として表示するオペレーションを、ここではCT透視と称する。

【0075】図31には、このCT透視におけるスキャンから画像表示までの時間的な流れを1つの時間スケールで示している。ここでは、1つの3次元画像データを再構成するのに必要な投影データの角度範囲を、360°として説明するが、もちろん180°+ビュー角であってもよい。まず、被検体の周囲をX線管101が放射線検出器103と共に高速に連続回転をする。1回転あたりに要する時間は、 t_0 である。次々と収集される投影データはほぼ実時間で前処理を受ける。そして、再構成装置114では、前処理された360°分の投影データに基づいて、3次元画像データ“ I ”を再構成する。そして、再構成された3次元画像データ“ I ”に基づいて、データ処理装置113で、任意断面の断層像、任意方向からの投影像、3次元表面画像等の画像データ“ D

”が発生される。この画像データ“ D ”は、表示装置116に表示される。

【0076】CT透視では、これらスキャンから画像表示までの一連の処理が並行して行われ、これにより連続スキャンしながら、その場で画像を次々と再構成し、それを次々と表示することで、動画として表示することを実現している。

【0077】このCT投影を実現するために、再構成装置114は、投影データの収集オペレーション（スキャン）と並行して、所定角度範囲（ここでは360°）分の投影データを収集するのに要する時間 t_0 より短時間で、3次元画像データ I を再構成するために必要な処理能力を備えている。また、データ処理装置113は、3次元画像データ I の再構成時間よりも短時間で、3次元画像データから表示画像データ D を発生するために必要な処理能力を備えている。さらに、表示装置116は、画像データ D を、その画像データ D の起源の投影データの収集オペレーションの期間の起点 T_s 又は終点 T_e から、一定時間後に表示開始するために必要なカウンタ及びメモリ等を装備している。

【0078】さらに、本装置は、動画としての画像観察を容易にするための以下の手段を備えている。

(1) 表示の順序は、正順だけでなく、逆順（巻き戻し再生）も可能である。

(2) 画像更新（画像の切り換え）は、自動更新と、手動更新とを選択可能で、表示途中での切り替えも可能である。

(3) 自動更新では、オペレータが開始点（動画再生起点）と終了点（動画再生終点）とを指定し、その期間内で、予め設定された更新速度（画像切り換え速度（動画の再生速度））で更新される。

(i) 開始点、終了点は表示途中でも変更が可能である。

(ii) 予め設定された更新速度は、以下のモードを備える。

(a) スキャンの速度、再構成間隔に基づいた、実際の時間間隔

(b) スロー表示

(c) コマ送り表示

(d) 高速（倍速）表示

(iii) 予め用意された以外でも、オペレータが設定した任意の速度で表示する。

(iv) 表示の途中でも、更新速度を変化させられる。

(v) 終了点まで表示すると、開始点に戻って表示を繰り返す。

(4) 手動更新では、オペレータの操作に応じて更新する。

また、全体の動きと、表示中の画像との関係の把握を容易にするため、メインの画像とは別に、全体の時間範囲について、全てあるいは一部の画像を、インデックス画

像として同時に表示することが可能になっている。

(1) インデックス画像上には、メインの画像の時刻が表示され、インデックス画像上でメイン画像の時刻を設定して、動画の再生起点を切り換えることが可能である。

(2) インデックス画像は、データ処理装置 113 において縮小したり、解像度を落としたりして得られるもので、複数のインデックス画像が一画面に一覧で同時に表示される。

(3) インデックス画像は、全ての画像を対象として生成され表示されるのではなく、当該再生期間内の複数の画像の中から適宜に間引いて選択される。

(i) 一定時間間隔で間引いて表示する。

(ii) 画像間の変動の激しい部分を抽出して表示する。

(4) インデックス画像は、メイン画像の前後の時間帯を表示し、メイン画像が更新されるにつれて、インデックス画像も更新される。

メインの画像表示と一緒に、ROI の CT 値や、心電図など、時間的に変化する情報を、グラフで表示し、グラフ上に表示中のメイン画像の時刻も表示する。

【0079】(変形例) 本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することが可能である。さらに、上記実施形態には種々の段階が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されてもよい。

【0080】

【発明の効果】本発明によれば、非常に多くの検出素子のマトリクス状のタイリングを実現する放射線検出器を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】従来において、検出器の一部断面図。

【図 2】従来において、検出器のボンディングワイヤの配線図。

【図 3】本発明の第 1 実施形態において、X 線 CT 装置のシステム図。

【図 4】図 3 の検出器 27 の概略的な平面構造図。

【図 5】図 4 の素子ブロック 15 の構造図。

【図 6】図 4 の素子ブロック 15 の部分断面図。

【図 7】図 6 の切り欠き部分の他の形状例を示す部分断面図。

【図 8】図 6 の切り欠き部分の他の形状例を示す部分断面図。

【図 9】(a) は、第 1 実施形態において、素子ブロックの配列を示す側面図、(b) は、第 1 実施形態において、素子ブロックの他の配列を示す側面図、(c) は、第 1 実施形態において、検出器モジュールの配列を示す斜視図。

【図 10】(a) は、第 1 実施形態において、検出器モジュールの側面構造を示す図、(b) は、図 10 (a) の検出器モジュールの配列を示す側面図。

【図 11】図 10 (a) の基板及びその周辺の断面図。

【図 12】(a) は、第 1 実施形態において、検出器モジュールの他の側面構造を示す図、(b) は、(a) の検出器モジュールとベアをなす検出器モジュールの側面構造を示す図、(c) は、(a) の検出器モジュールと (b) の検出器モジュールとの配列を示す側面図。

【図 13】第 1 実施形態において、コリメータに代用されるグリッドを示す側面図。

【図 14】第 1 実施形態において、複数のコリメータモジュールの装着例を示す図。

【図 15】第 1 実施形態において、検出器の横断面図。

【図 16】第 1 実施形態において、他のシンチレータピースを示す側面図。

【図 17】第 1 実施形態において、さらに他のシンチレータピースを示す側面図。

【図 18】第 1 実施形態において、検出素子の等価回路図。

【図 19】第 1 実施形態において、検出素子の他の等価回路図。

【図 20】第 1 実施形態において、検出素子のさらに他の等価回路図。

【図 21】第 1 実施形態において、1 つの検出器モジュールの等価回路図。

【図 22】図 21 の検出器モジュールの 1 列分の信号読み出しシーケンスを示す図。

【図 23】第 1 実施形態において、1 つの検出器モジュールの他の等価回路図。

【図 24】図 23 の検出器モジュールの 1 列分の信号読み出しシーケンスを示す図。

【図 25】第 1 実施形態において、1 つの検出器モジュールの更に他の等価回路図。

【図 26】本発明の第 2 実施形態に係る X 線 CT スキャン装置の構成を示す図。

【図 27】図 26 の放射線検出器の斜視図。

【図 28】第 2 実施形態において、処理及びデータの流れを示す図。

【図 29】第 2 実施形態において、画像表示例を示す図。

【図 30】第 2 実施形態において、画像表示の他の例を示す図。

【図 31】第 2 実施形態において、CT 透視の動作を示す図。

【符号の説明】

131…X 線管、

127…放射線検出器、

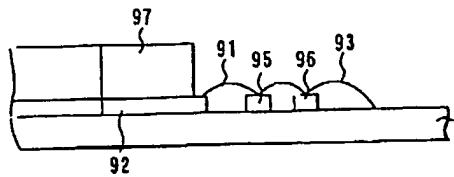
132…被検体、

134…データ収集回路、

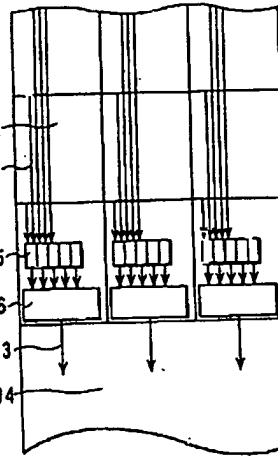
135…データ処理装置、
136…記憶装置、
137…再構成装置、
138…ホストコントローラ、
139…高電圧発生装置、

140…架台駆動部、
141…表示装置、
142…操作部、
143…入力装置。

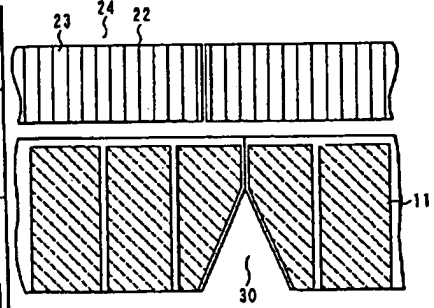
【図1】



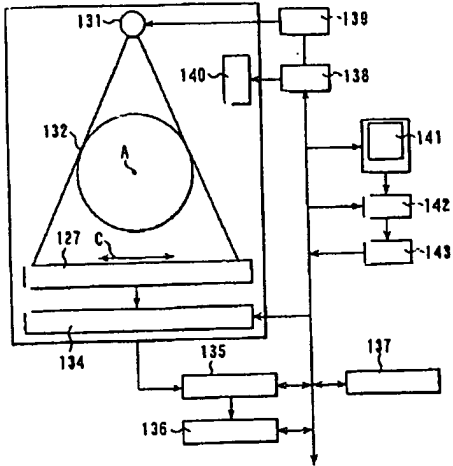
【図2】



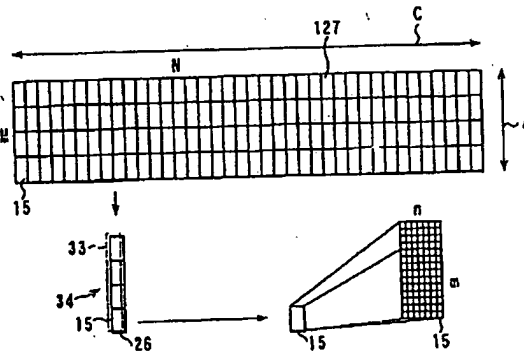
【図13】



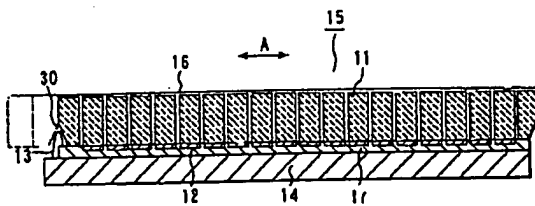
【図3】



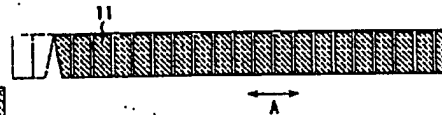
【図4】



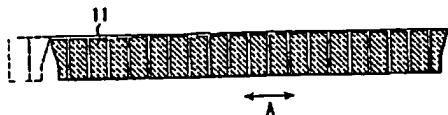
【図6】



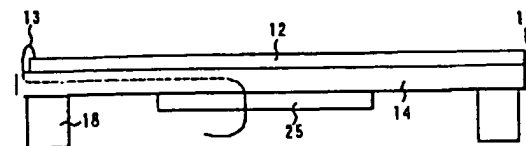
【図7】



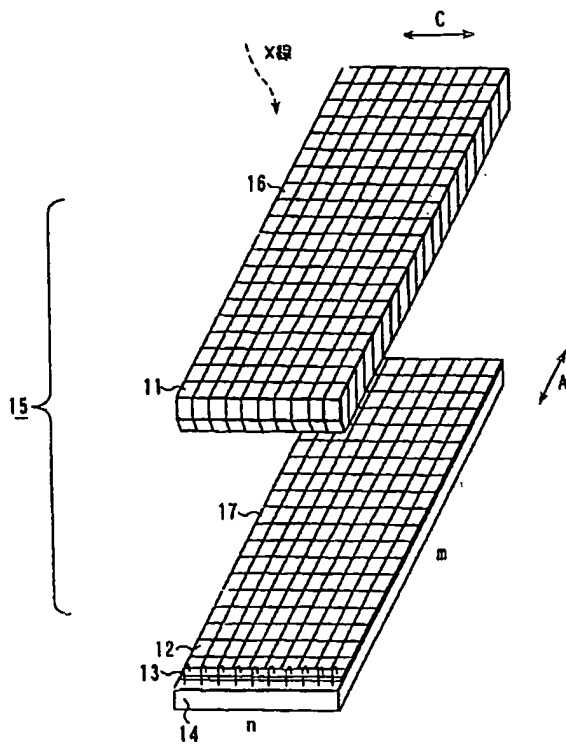
【図8】



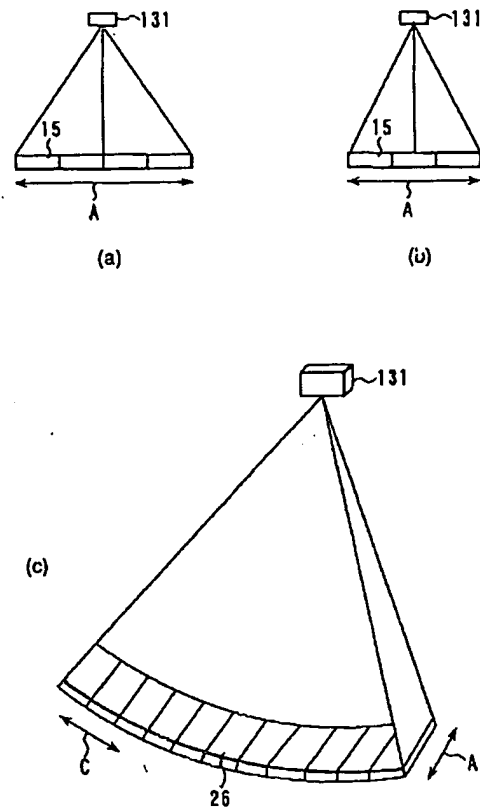
【図11】



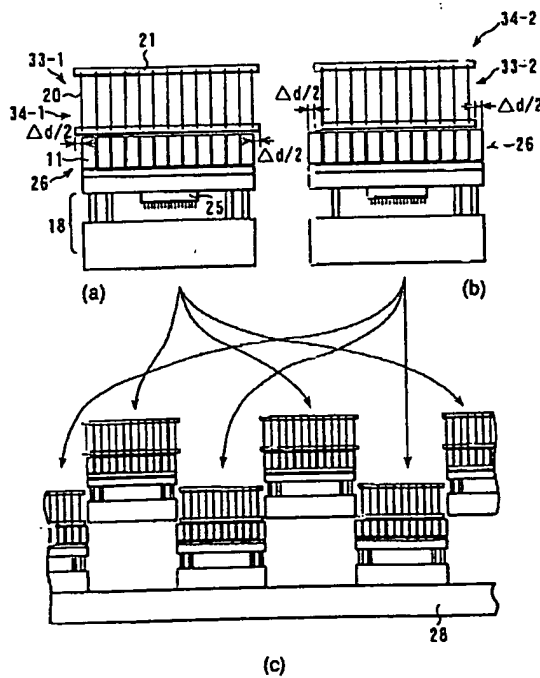
【図5】



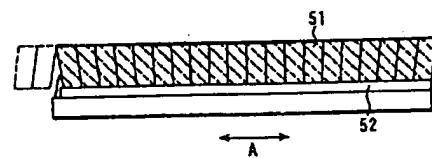
【図9】



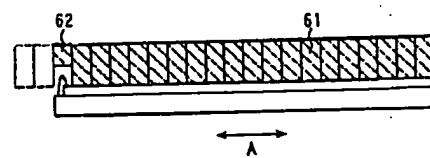
【図12】



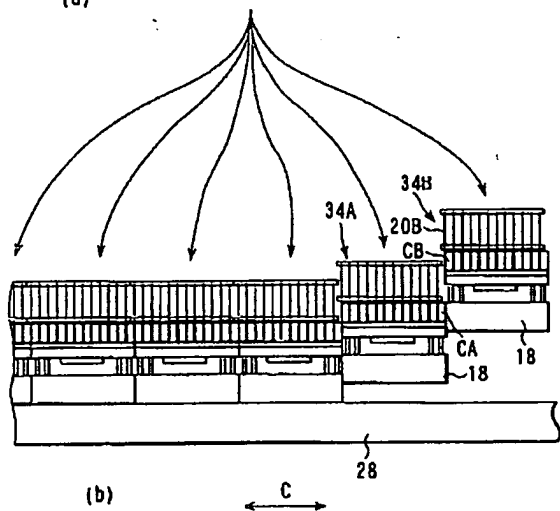
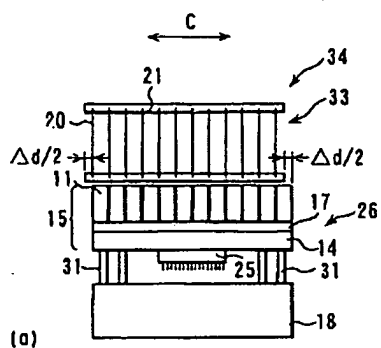
【図16】



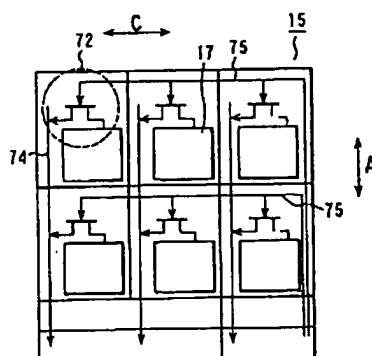
【図17】



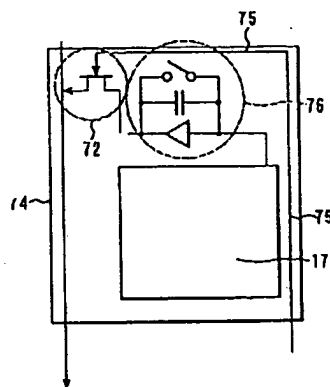
【図10】



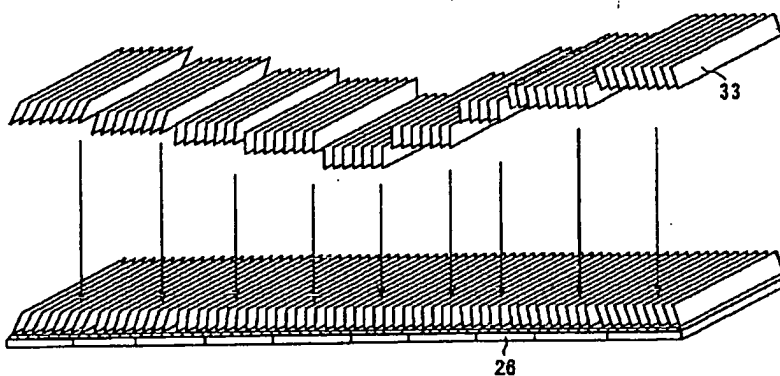
【図18】



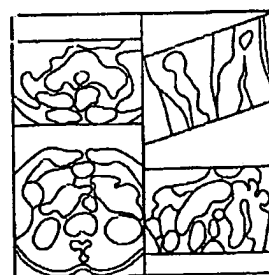
【図19】



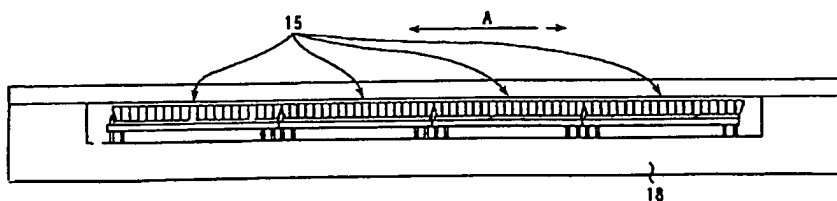
【図14】



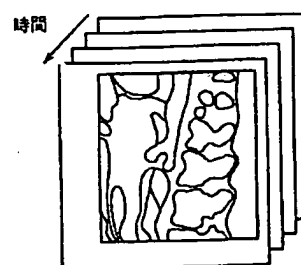
【図29】



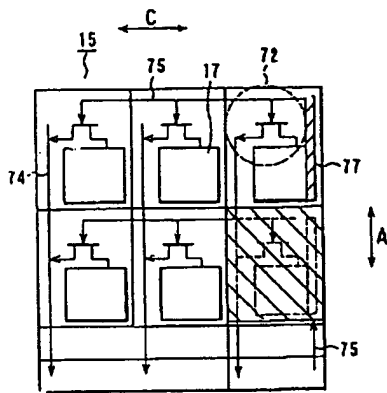
【図15】



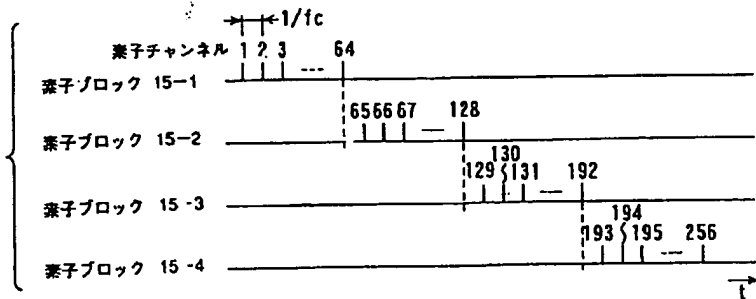
【図30】



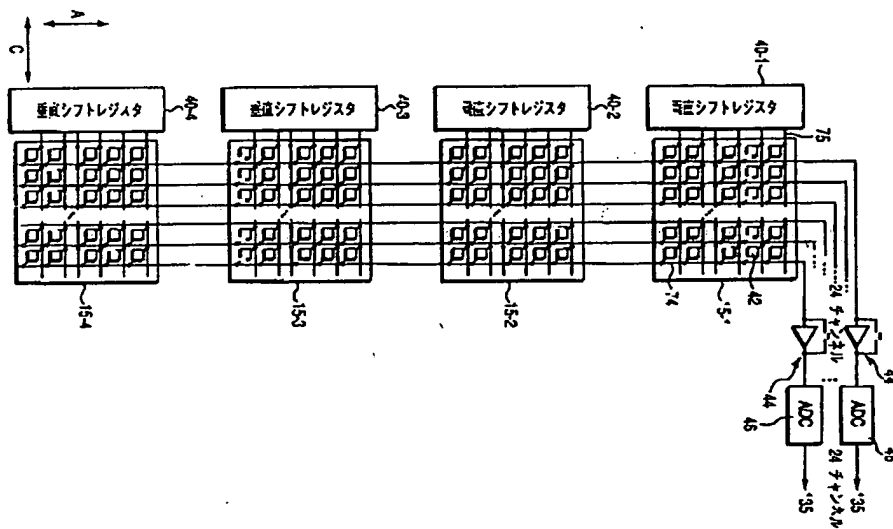
【図20】



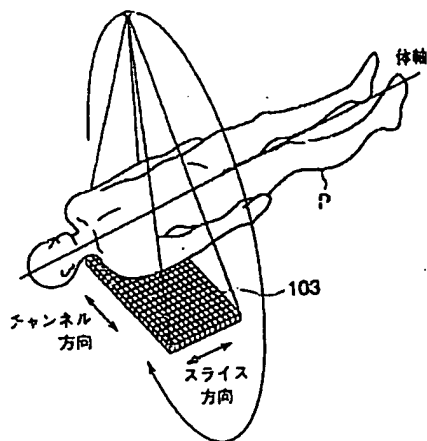
【図22】



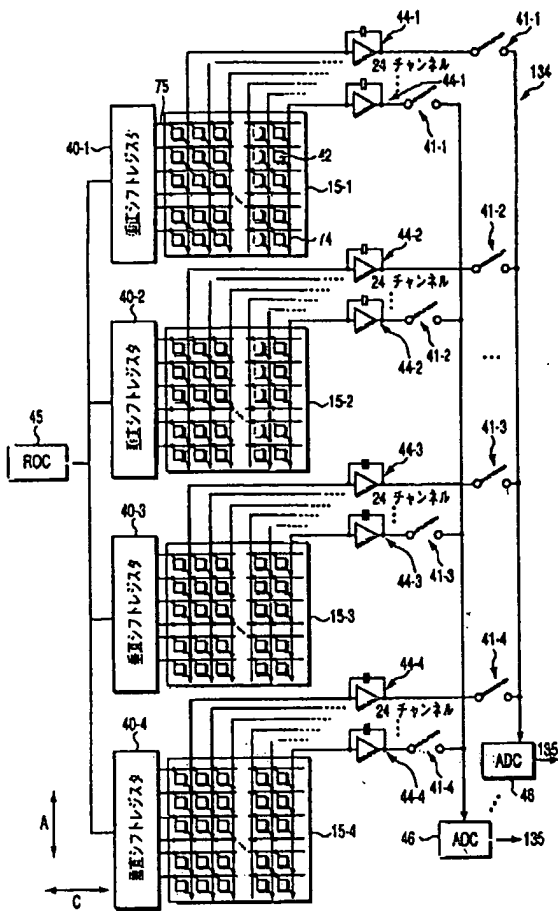
【図21】



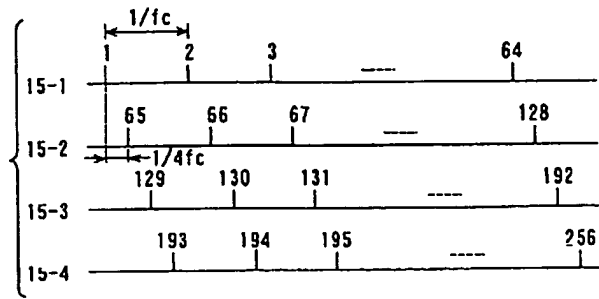
【図27】



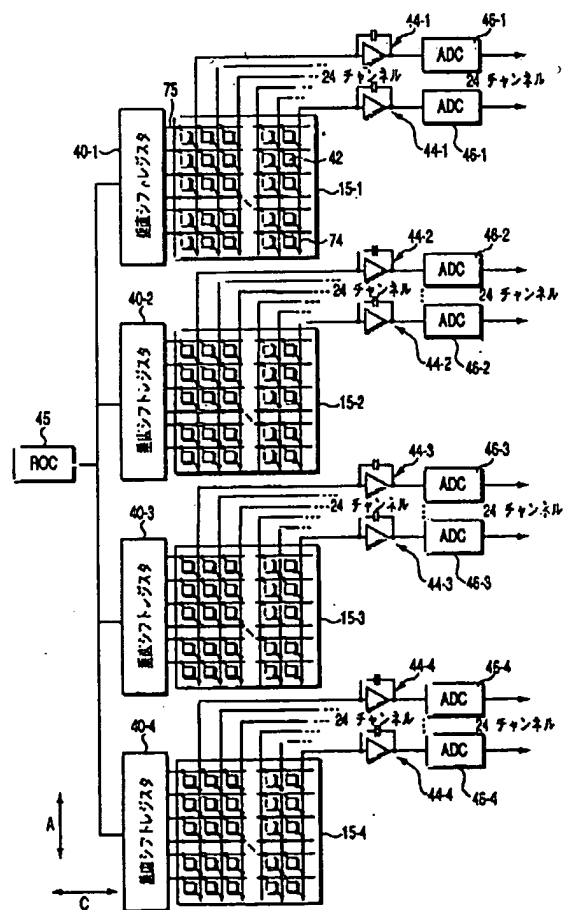
【図23】



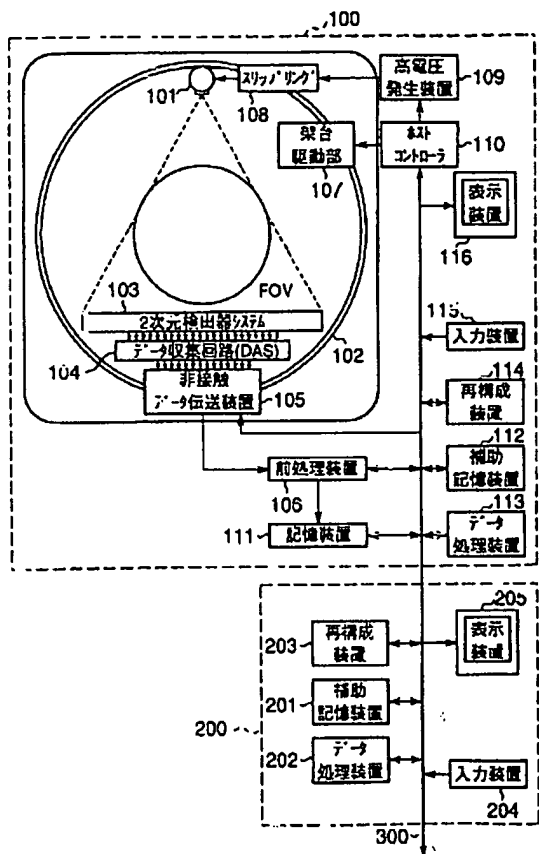
【図24】



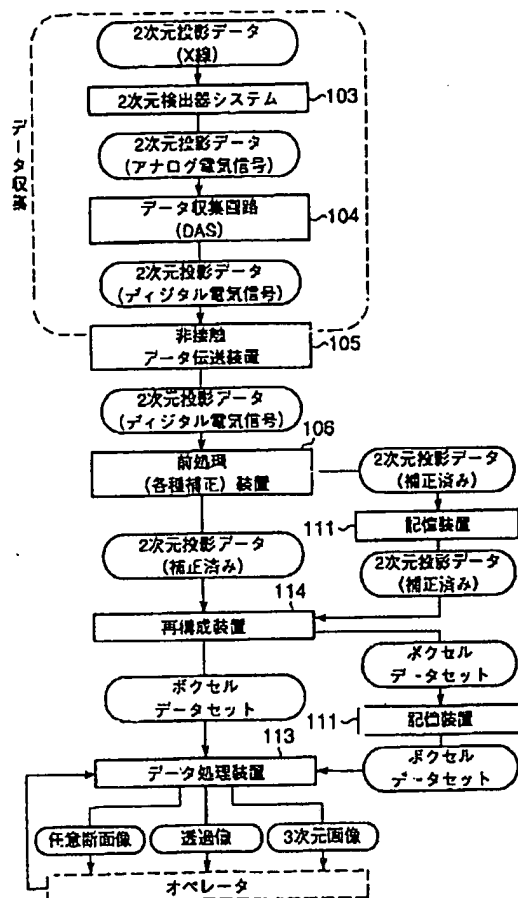
【図25】



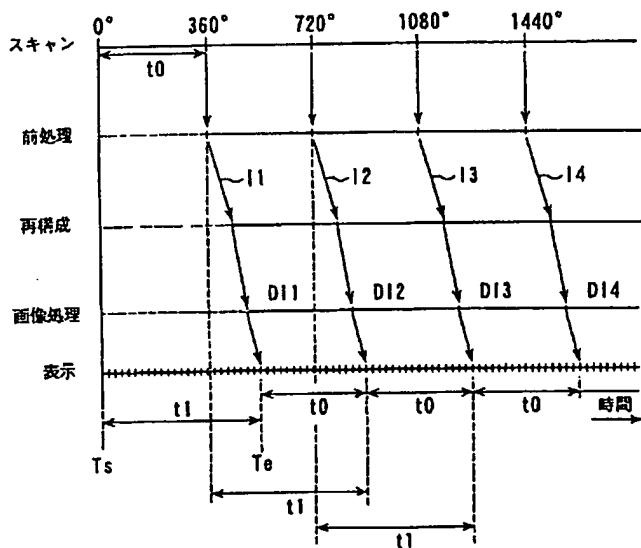
【图26】



【圖28】



【図3 1】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

(参考)

G 0 1 T 7/00

G 0 1 T 7/00

B

H 0 1 L 27/14

H 0 4 N 5/32

31/09

H 0 1 L 27/14

K

H 0 4 N 5/32

31/00

A